

펄스옥시미터 개발에 관한연구

박연순, 김근이, 임현수, 양동지, 허용
 명지대학교 전자공학과

A Study on Implementation of Pulse Oximeter System

Y.S. Park, K.E. Kim, H.S. Lim, D.G. Yang, W. Huh
 Dept. of Electronics Eng., Myong Ji Univ.

ABSTRACT

In this paper, we implemented a pulse wave type oximeter system that continuously measure the oxyhemoglobin saturation of the arterial blood(SaO₂) and pulse rate with non-invasively. We use the transmission type and reflection type transducer for comparison the percentage of hemoglobin oxygen saturation.

The light from the two kind of LEDs is transmitted through the tissue, then received by a single photodiode with alternatively. By the phase sensitive detection circuit, the output of the photodiode is separated in to red and near infrared signal.

We calculated a ratio of light transmittance between two kind of LEDs, and then, it is applied to the oxygen saturation coefficient calculation formular.

1. 서론

헤모글로빈 산소포화도(SaO₂)는 총 헤모글로빈 농도에 대한 산소 헤모글로빈(HbO₂)농도의 비율로 정의된다. 혈액중의 산소포화도는 임상분야에서 중요한 파라미터이다. 산소포화도를 직접 추출하는 방법은 생리학적인 조건에 따라 변할 수 있으며, 응급상황시는 신속하게 정보를 알아야 하므로 부적합하다. 따라서 무침습적이고 연속적인 측정방법의 필요성이 대두되었다. 이러한 무침습적 연속측정은 1851년 Beer(독)의 흡광측정의 기본원리와 Lambert-Beer법칙이 발표된 이후(4), 헤모글로빈의 흡광계수와 산소포화도와의 관계에 대해 많은 학자들의 연구가 있었다.

현재 가장 광범위하게 사용되는 펄스옥시미터는 1974년 일본의 Aoyagi에 의해 처음 그 방법이 발표되었고, 1980년대 초부터 미국 의료시장에 시판되기 시작했다(3). 특히, 마이크로컴퓨터 기술의 발전으로 인해 혈액산소포화도의 연속적

인 모니터링이 가능해지는 등, 급속한 발전을 가져왔다.

LED광원을 이용한 방법으로 투과광 방식과 반사광 방식이 있는데, 투과광 방식은 얇은 조직의 포화도 측정에 사용되며, 반사광 방식은 빛의 투과가 어려운 조직의 측정에 사용된다(7).

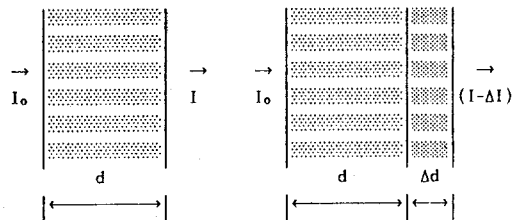
본 연구에서는 LED광원을 이용한 반사광 방식과 투과광 방식을 사용하여 손가락 부위의 광반사 및 투과강도를 측정하여, 각기 산소포화도를 산출 하여 비교하였다.

2. 옥시미터의 원리

심장수축시 동맥충이 확장될때, 조직을 통과한 광의 경로 길이는 동맥충 확장과 일치하여 증가한다. 결과적으로 발생되는 투과파형의 폭은 SaO₂, 투과광의 파장, 그리고 심장수축시 동맥충에 유입되는 혈액의 양에 의해 결정된다. 펄스가 발생하는 동안 동맥충에서의 산소 헤모글로빈과 정맥충에서의 무산소헤모글로빈의 측정값은 diastole(심장박동사이의 시간)이나 펄스가 발생되지 않는 동안 같은 방법을 통해 구해진 측정값과 비교된다. SaO₂는 산소와의 결합에 이용될 수 있는 총 헤모글로빈 대 산소헤모글로빈의 비로 나타낸다.

2.1 기본 법칙

Beer-Lambert의 법칙(2)(4)



$$E = \log I_0/I = \epsilon \cdot c \cdot d \quad (a)$$

$$\Delta E = \log(I_0/(I-\Delta I)) = \epsilon \cdot c \cdot \Delta d \quad (b)$$

Fig. 1. Beer-Lambert Law.

그림 1의 (a)는 두께가 d인 균일한 물질에 입사광 I₀를 투사하였을 때 투과된 광을 I라 하면 여기서는 다음과 같은 관계식이 성립한다.

$$E = \log I_0/I = \epsilon \cdot c \cdot d \quad (1)$$

- c: 물질의 농도
- ε: 흡광계수
- E: 흡광도

이와 같은 공식을 Beer-Lambert의 법칙이라 한다. 이법칙은 광산란성이 없고 동종(Homogeneous)의 조직에 대해서만 성립이 된다. 즉, 혈액이 없는 순수조직에서의 투과광과 혈액에서의 투과광을 비교하여 흡광계수를 구한다.

$$E_1/E_2 = \epsilon_1/\epsilon_2 \quad (2)$$

이것은 산소포화도와 일대일 대응하며 옥시미터의 원리이다.

그런데 펄스옥시미터는 동맥피의 맥동을 이용한 것이므로 그림(b)와 같이 조직의 두께 변화를 고려해 주어야 한다. 조직의 두께 d가 Δd만큼 증가하면 투과광은 ΔI만큼 감소하므로 흡광도의 변화분 ΔE는 다음과 같이 표시 할 수 있다.

$$\Delta E = \log(I_0/(I-\Delta I)) = \epsilon \cdot c \cdot \Delta d \quad (3)$$

또 흡광계수는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$\Delta E_1/\Delta E_2 = \epsilon_1/\epsilon_2 \quad (4)$$

3. 광원의 선택

그림 2는 변화하는 빛의 파장에 따른 산소헤모글로빈과 환원헤모글로빈사이의 흡수특성차이를 나타낸 것이다

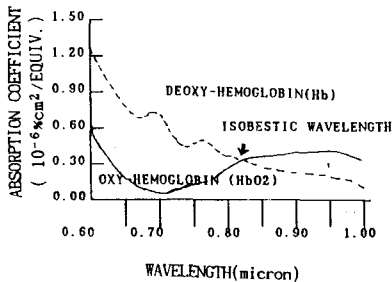


Fig. 2. Different Absorption Characteristics of oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin at Wavelengths of Light.

적색광이 산소헤모글로빈을 통과 될때 흡수율은 낮아지고, 반대로 투과율은 높아진다. 근적외광이 산소헤모글로빈을 통과 될때 흡수율은 높아지고, 투과율은 낮아진다.

적색광이 환원헤모글로빈을 통과 될때 산소헤모글로빈의

경우와 비교해서 광이 더 많이 흡수되고, 투과율은 낮아진다. 근적외 광이 환원헤모글로빈을 통과 될때 적색광과 비교해서 흡수계수가 더 낮기 때문에 흡수율이 더 낮고 투과율은 적색광의 투과율보다 더 높다.

따라서, 파장이 660nm근처인 적색광에서는 산소헤모글로빈에 대한 투과율이 높고 파장이 940nm근처인 근적외광에서는 환원헤모글로빈에 대한 투과율, 특히 혈액을 제외한 조직에서의 투과율이 양호하므로 광원으로 적색광과 근적외광 파장을 가진 LED를 사용하게 된다.

4. 시스템구성

시스템은 크게 LED구동 및 S/H신호부, 센서부, 신호처리부로 나눌 수 있다. 시스템 구성은 다음 그림과 같다.

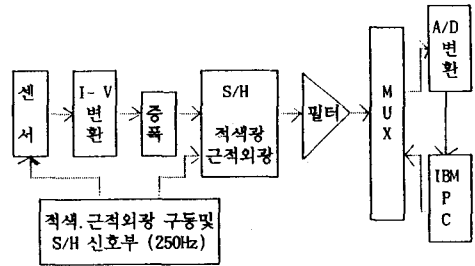


Fig. 3 The System Block Diagram.

4.1 LED구동 및 S/H 신호부

LED 구동신호는 주파수 250[Hz]에 25[%] duty비를 가진, 서로 위상이 엇갈리는 신호를 사용 하였다. S/H신호는 LED 구동신호와 같은 주파수이며, 단지 duty비만 작은 신호를 사용 하였다. LED구동 및 S/H신호 회로도는 부록에 나타 내었다.

한편, 본 연구에서 사용된 LED의 인가전류는 50[mA]이므로, 전원(5[V])과 LED사이에 100[Ω]저항을 연결하여, LED가 최대 밝기를 낼 수 있도록 하였다.

4.2 센서부

센서는 각각 반사형과 투과형으로 구성하였다. 반사형 옥시미터센서를 개발 할때 필요한 조건 중의 하나가 LED와 포토다이오드간의 이격거리(separation distance)를 판단하는 것이다.

LED와 포토다이오드간의 이격거리가 너무 가까울 경우 표면과 경계에서 일어나는 산란의 영향을 받게 된다. 따라서, 포토다이오드가 확산된 빛만을 검출하기 위해서는 LED와 포토다이오드간의 이격거리가 광의 투과 깊이보다 커야만 한다.

투과형의 경우, 반사형의 경우처럼 이격거리를 고려해 주

지 않아도 된다는 장점이 있다. 하지만, 조직을 부과해야 하므로 조도가 큰 LED를 사용해야만 하며, 두개의 LED광이 감지될 수 있도록 감지부가 큰 포토다이오드를 사용해야 한다

외부광원에 의한 영향을 고려해 주어야 하는데, 설계시 외부광원이 센서에 유입되지 못하도록 해야 한다. LED는 인가 전류가 50[mA]이고 방사각도가 25°이며, 적색광의 파장은 660[nm] 근적외의 파장은 950[nm]인 것을 사용하였다.

포토다이오드는 파장 감지 범위가 320-1000[nm]이며, 100[lux]당 22-28[μA]의 전류가 출력된다.

반사형 센서는 가운데 포토다이오드가 위치하고, 양쪽에 적색광과 근적외광 LED가 위치한 형태로 설계 하였다. 센서부의 재질은 나무이며, 포토다이오드와 적색광 간의 이격거리는 3[mm]로 하였다. 또한, 포토다이오드가 LED의 반사된 광을 잘 감지할 수 있도록 LED를 포토다이오드 방향으로 30° 기울게 하였다. 광의 피부반사 각도는 광의 방사각도나 피부조직의 특성에 따라 다르지만 보통 45°의 반사 각도를 가진다.

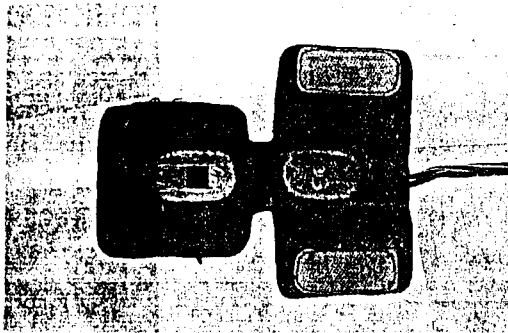


Photo 4-1. Transmission Type Sensor

4-3 신호처리부

포토 다이오드에서 검출된 광은 미세한 전류로 출력이 된다. 이 신호를 AD 515를 사용하여 I-V 변환시켰다. 이때, I-V변환과 함께 증폭도 이루어 진다. AD 515를 사용한 이유는 바이어스전류가 300[pA]로 낮아 I-V변환에 적합하기 때문이다. 변환된 출력은 약 100[mV]이다.

이 출력값은 약 5[V]가량으로 증폭을 시킨다. 이때 신호는 사진 4-2과 같이, 적색광과 근적외광 신호가 혼합된 형태로, DC 성분인 구형 펄스에 AC 성분인 맥동 성분이 실린 신호이다. 사진에서 진폭이 큰 구형파가 적색광 신호이고 작은 구형파가 근적외 신호이다.(투과광의 경우)

이것을 샘플/홀더를 이용하여 적색광과 근적외광 신호별로 분리를 시킨다. 샘플/홀더 신호는 250[Hz] 주파수에, duty 비가 15[%]인 신호를 사용하였다.

차단 주파수가 500[Hz]인 저역통과 필터를 이용하여, 맥동

성분을 제거한 후, 멀티플렉서로 보내진다. 멀티플렉서에서는 적색광신호와 근적외광신호를 고대로 A/D에 보내는 기능을 한다. 멀티플렉서는 PC에서 제어할 수 있도록 하였다.

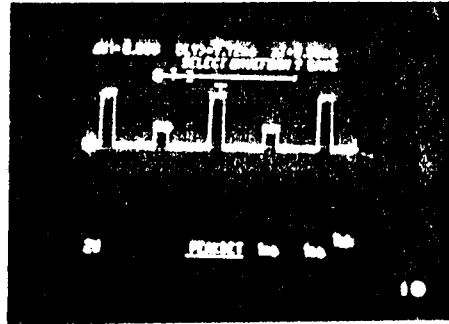


PHOTO 4-2. Signal After Amp Part

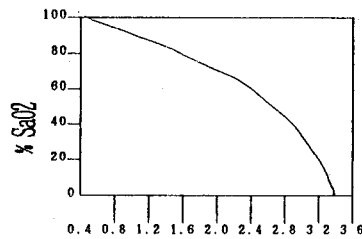
5. 실험 및 고찰

A/D를 통해 받은 출력을 컴퓨터 모니터에 나타내면, 맥파 형태의 파형이 출력된다. 이 때의 파형은 포화도에 따라 펄스진폭이 달라진다.

포화도가 100%일때, 적색광을 비추면, 많은 양의 빛이 투과(반사)되고 펄스진폭이 커진다. 포화도가 0%일때, 적색광을 비추면, 적은 양의 빛이 투과(반사)되고 펄스진폭이 작아진다.

반대로, 근적외의 경우는 100%일때, 적은 양의 빛이 투과(반사)되어 펄스진폭이 작아지고, 0%일때, 많은 양의 빛이 투과(반사)되어 펄스진폭이 커진다.

이때, 적색광/근적외광의 펄스진폭의 비를 구해 투과율(반사율)를 산출한다.



Absorption Ratio(Red/infrare)

Fig. 4. Correlation Relationship between SaO2 and Absorption Ratio

그림 6은 산소포화도(SaO₂)와 흡수율의 상관 관계를 나타낸 그래프이다. 이와 같은 관계에 의해서, 흡수율을 가지고 산소포화도(SaO₂)^[8]를 산출할 수 있다. 산출 공식은 다음과 같다.

$$SaO_2 = \frac{A - \text{RATIO}}{B - C \times \text{RATIO}} \times 100\%$$

- A = 3.4000 : 산소포화도 0%일때 흡수율
- B = 3.107 : 산소포화도 10%일때 흡수율
- C = 0.3983 : 산소포화도 100%일때 흡수율

본 연구에서는 IBM PC를 이용하여 산소포화도를 산출 하였다. 먼저, A/D를 통해 받은 데이터는 두개의 버퍼를 사용, 각각 근적외광 신호와 적색광 신호별로 저장 하였다. PC에서는 신호처리부의 멀티플렉서를 제어하여 적색광 신호와 근적외광 신호가 교대로 A/D에 보내지도록 하였다. 다음, 버퍼에 저장된 데이터를 각각 2개의 WINDOW를 설정하여 화면에 디스플레이시켰다. 그리고 두 파형의 진폭비를 구한 후, 산소포화도 공식을 대입시켜 최종적으로 산소포화도를 산출 하였다.

정상인인 피검자 5명을 투과형으로 산소포화도를 측정해 본 결과, 평균 96.4%의 산소포화도가 나왔다. 정상인의 산소포화도는 95~98%이다.

피검자	산소포화도(SaO ₂) [%]				평 균
	1	2	3	4	
A	96.43	95.55	96.64	97.13	96.44
B	95.91	95.47	97.32	95.35	96.01
C	98.11	96.98	97.99	97.57	97.66
D	96.68	98.27	97.84	96.33	97.28
E	96.45	95.50	96.97	96.39	96.33
총 평균: 96.74					

Table 5-1. Oxygen Saturation Coefficient Data Using Transmission Type Sensor

피검자	산소포화도(SaO ₂) [%]				평 균
	1	2	3	4	
A	92.68	92.57	93.13	93.02	92.85
B	92.98	92.02	94.54	92.88	93.11
C	92.41	94.66	91.90	94.12	93.27
D	92.10	93.19	94.82	94.39	93.63
E	93.22	91.95	92.44	93.23	92.71
총 평균: 93.11					

Table 5-2. Oxygen Saturation Coefficient Data Using Reflection Type Sensor

표 5-1과 5-2는 투과형 센서와 반사형 센서를 이용하여, 정상인인 피검자 5명을 대상으로 각각 4회씩 산소포화도를 측정한 데이터 값이다.

6 결론

본 시스템에서 설계, 제작한 반사형 센서와 투과형 센서를 이용하여, 산소포화도를 산출해 본 결과, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

동일한 피검자를 대상으로 산소포화도를 산출해 본 결과, 투과형의 경우가 반사형보다 조금 높게 산소포화도가 산출되었다.

이러한 현상의 원인은 투과형의 경우가 광의 부사경로 중 발생하는 광학적 작용에 의한 산란이 반사형보다 상대적으로 적기 때문인 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] Y. Mendelson, J. K. Kent, B. L. Yocum, M. J. Birle, "Design and Evaluation of a New Reflectance Pulse Oximeter Sensor", Med. Instrum. vol.22, NO.4, pp.167-173, Aug.1988.
- [2] Glenn R. Blackwell, "The Technology of Pulse Oximetry", Biomed. Instrum. & Tech. pp.188-193, May/June, 1989.
- [3] John M. Steinke, A. P. Shepherd, "Role of Light Scattering in Whole Blood Oximetry", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-33, NO.3, pp.294-301, March.1986.
- [4] Setsuo Takatani, Peter W. Cheung, Edward A. Emst, "A Noninvasive Tissue Reflectance Oximeter", Ann.Biomed.Eng. vol.8, NO.1, pp.1-15, 1980.
- [5] Yitzhak Mendelson, Burt D. Ochs, "Noninvasive Pulse Oximetry Utilizing Skin Reflectance Photoplethysmography", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-35, NO.10, pp.798-805, Oct.1988.
- [6] Eugen G. Schibli, Sinclair, Vedavalli M. Krishnan, "An Electronic Circuit for Red/Infrared Oximeters", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-25, NO.1, pp.94-96, Jan.1978.
- [7] Weijia Cui, Lee E. Ostrander, Bok Y. Lee, "In Vivo Reflectance of Blood and Tissue as a Function of Light Wavelength", IEEE Trans. Biomed. Eng. vol.BME-37, NO.6, pp.632-639, June.1990.
- [8] S.Meiyappan & Omar Prakash, "Development of software for pulse oximeter and investigation of its real-time response in clinical environment" INTER. J. of C.M and Com 7: PP 45-57, 1990.